

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-051996

(43)Date of publication of application : 19.02.2002

(51)Int.Cl. A61B 5/0245

(21)Application number : 2000-242916

(71)Applicant : TANITA CORP

(22)Date of filing : 10.08.2000

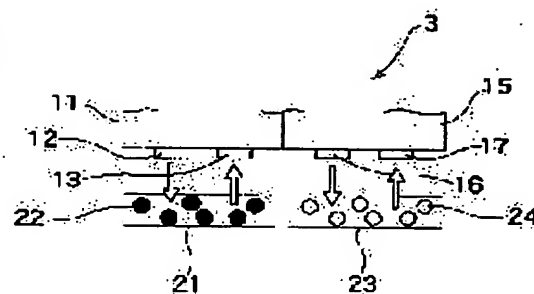
(72)Inventor : HARIMA SHINICHI

(54) PULSIMETER

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a low cost pulsometer allowing for precisely removing the effect of a body movement without being affected by the direction of the movement.

SOLUTION: The pulsimeter comprises: an arteries pulse wave sensor 11 for detecting a blood flow change in the arteries 21 with a larger response strength for an oxidized hemoglobin 22 than for a reduced hemoglobin 24; a pulse wave sensor 15 for veins 23 for detecting a blood flow change in the veins 23 with a larger response strength for the reduced hemoglobin 24 than for the oxidized hemoglobin 22; a cancellation means 37 for subtracting vein- signals (X) detected by the sensor 15 from artery-signals (X, Y) detected by the sensor 11.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-51996

(P 2002-51996 A)

(43) 公開日 平成14年2月19日 (2002.2.19)

(51) Int. Cl. 識別記号

A61B 5/0245

F I テーマコード (参考)

A61B 5/02 321 B 4C017

310 B

322

審査請求 未請求 請求項の数 7 ○ L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-242916 (P 2000-242916)

(22) 出願日 平成12年8月10日 (2000.8.10)

(71) 出願人 000133179

株式会社タニタ

東京都板橋区前野町1丁目14番2号

(72) 発明者 播摩 信一

東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式
会社タニタ内

(74) 代理人 100064285

弁理士 佐藤 一雄 (外 3 名)

F ターム (参考) 4C017 AA10 AB03 AB08 AC28 BC11

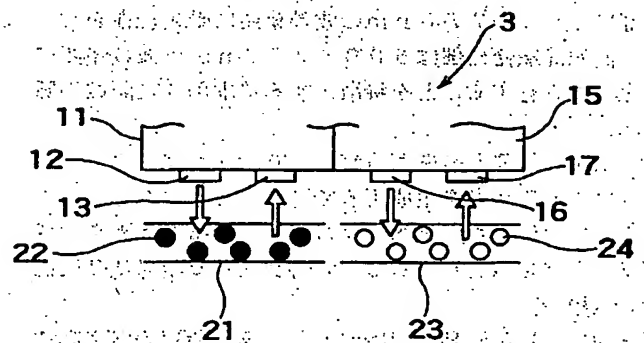
BD01

(54) 【発明の名称】 脈拍計

(57) 【要約】

【課題】 体動方向に影響されことなく、正確に体動の影響を除去できる安価な脈拍計を提供する。

【解決手段】 脈拍計は、還元ヘモグロビン (24) に対する応答強度に比べてより大きい酸化ヘモグロビン (22) に対する応答強度を有し動脈 (21) 中の血液量変化を検出する動脈用脈波センサ部 (11) と、酸化ヘモグロビン (22) に対する応答強度に比べてより大きい還元ヘモグロビン (24) に対する応答強度を有し静脈 (23) 中の血液量変化を検出する静脈用脈波センサ部 (15) と、動脈用脈波センサ部 (11) で検出する動脈信号 (X、Y) から静脈用脈波センサ部 (15) で検出する静脈信号 (X) を減算処理するキャンセル手段 (37) とを備えることを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】動脈中の血液量変化を検出する動脈用脈波センサ部と、

静脈中の血液量変化を検出する静脈用脈波センサ部と、前記動脈用脈波センサ部で検出する動脈信号から前記静脈用脈波センサ部で検出する静脈信号を減算処理するキャンセル手段とを備えることを特徴とする脈拍計。

【請求項2】前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンに対する応答強度に比べてより大きい酸化ヘモグロビンに対する応答強度を有し、

前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンに対する応答強度に比べてより大きい還元ヘモグロビンに対する応答強度を有することを特徴とする請求項1に記載の脈拍計。

【請求項3】前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンより酸化ヘモグロビンに対する応答強度が大きい動脈受光部を備え、

前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンより還元ヘモグロビンに対する応答強度が大きい静脈受光部を備えることを特徴とする請求項1又は2に記載の脈拍計。

【請求項4】前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンより酸化ヘモグロビンに対する応答強度が大きい動脈発光部を備え、

前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンより還元ヘモグロビンに対する応答強度が大きい静脈発光部を備えることを特徴とする請求項1乃至3いずれか一項に記載の脈拍計。

【請求項5】前記動脈受光部は820～1000nmの波長範囲に受光特性を有し、前記動脈発光部は820～1000nmの波長範囲に発光特性を有し、前記静脈受光部は600～750nmの波長範囲に受光特性を有し、前記静脈発光部は600～750nmの波長範囲に発光特性を有することを特徴とする請求項4に記載の脈拍計。

【請求項6】還元ヘモグロビンに照射され還元ヘモグロビンによる散乱光を生成可能であるとともに酸化ヘモグロビンに照射され酸化ヘモグロビンによる散乱光を生成可能である光源を有することを特徴とする請求項3に記載の脈拍計。

【請求項7】前記動脈用脈波センサ部と前記静脈用脈波センサ部との間で各々が装着される部位の相違に基づき生じる応答時間の時間ずれデータを予め求めて記憶し、記憶した前記時間ずれデータを参照して、前記動脈用脈波センサ部と前記静脈用脈波センサ部との間の応答時間の時間ずれを補正する時間補正手段を備え、前記キャンセル手段は前記時間補正手段で時間ずれを補正した後に前記動脈信号から前記静脈信号を減算処理することを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の脈拍計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体の一部に装着して脈拍数を計数する脈拍計に関する。

【0002】

【従来の技術】体が動くと血管中の血液量が変化する。このため、脈拍数を正確に計数するためには、運動時の体動に起因して脈拍センサに発生するノイズを取り除く必要がある。体動に起因するノイズをキャンセルする脈拍計として、体動センサとして加速度センサを用い、加速度センサで検出した信号を用いて補正するものが知られている（特開平7-227383号公報）。

【0003】図8はその従来の技術の一例を示すブロック図である。図8において、脈波検出手段101で脈波を検出し体動検出手段102で体の加速度を検出し、脈波検出手段101及び体動検出手段102によって検出した各々の波形を、例えば高速フーリエ変換により周波数分析手段103で周波数分析する。図9(a)は周波数分析手段103で得た脈波スペクトルを示し、図9(b)は周波数分析手段103で得た体動の脈波スペクトルを示す。次に、脈波成分抽出手段104によって、図9(a)に示す脈波スペクトルから図9(b)に示す体動スペクトルを減算し、図9(c)に示すように脈拍成分のみのスペクトルを抽出する。次に、脈波数分析手段105によって、図9(c)に示す脈拍成分から脈波数を分析演算し、表示手段106に表示する。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のように体動センサとして加速度センサを用いる場合には、通常一方向の動きだけしか検知することができない。運動時の体の動きは多様であるので加速度センサが対応できない方向は検知できない。また、多方向の動きを検知しようとする複数の加速度センサを備える必要がある。

【0005】また、脈拍センサと体動センサ（加速度センサ）とを、例えば、耳たぶと手の指というように、互いに異なる位置に装着すると、各々の信号を検知するのに時間的なずれが生じ、このずれを補正することは容易でなく、この結果、不正確な測定結果を示す場合もあった。

【0006】また、体動センサとして加速度センサを用いると製品コストがかかるという問題もあった。

【0007】そこで、本発明の目的は、上述の従来技術の問題を解消し、体動方向に影響されことなく、正確に体動の影響を除去できる安価な脈拍計を提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明の脈拍計は、動脈中の血液量変化を検出する動脈用脈波センサ部と、静脈中の血液量変化を検出する静脈用脈波センサ部と、前記動脈用脈波センサ部で検出

する動脈信号から前記静脈用脈波センサ部で検出する静脈信号を減算処理するキャンセル手段とを備えることを特徴とする。

【0009】また、前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンに対する応答強度に比べてより大きい酸化ヘモグロビンに対する応答強度を有し、前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンに対する応答強度に比べてより大きい還元ヘモグロビンに対する応答強度を有することを特徴とする。

【0010】また、前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンより酸化ヘモグロビンに対する応答強度が大きい動脈受光部を備え、前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンより還元ヘモグロビンに対する応答強度が大きい静脈受光部を備えることを特徴とする。

【0011】また、前記動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンより酸化ヘモグロビンに対する応答強度が大きい動脈発光部を備え、前記静脈用脈波センサ部は、酸化ヘモグロビンより還元ヘモグロビンに対する応答強度が大きい静脈発光部を備えることを特徴とする。

【0012】また、前記動脈受光部は820～1000nmの波長範囲に受光特性を有し、前記動脈発光部は820～1000nmの波長範囲に発光特性を有し、前記静脈受光部は600～750nmの波長範囲に受光特性を有し、前記静脈発光部は600～750nmの波長範囲に発光特性を有することを特徴とする。

【0013】また、還元ヘモグロビンに照射され還元ヘモグロビンによる散乱光を生成可能であるとともに酸化ヘモグロビンに照射され酸化ヘモグロビンによる散乱光を生成可能である光源を有することを特徴とする。

【0014】また、前記動脈用脈波センサ部と前記静脈用脈波センサ部との間で各々が装着される部位の相違に基づき生じる応答時間の時間ずれデータを予め求めて記憶し、記憶した前記時間ずれデータを参照して、前記動脈用脈波センサ部と前記静脈用脈波センサ部との間の応答時間の時間ずれを補正する時間補正手段を備え、前記キャンセル手段は前記時間補正手段で時間ずれを補正した後に前記動脈信号から前記静脈信号を減算処理することを特徴とする。

【0015】上述の発明において、動脈用脈波センサ部は、還元ヘモグロビンに対する応答強度に比べてより大きい酸化ヘモグロビンに対する応答強度を有するので、酸化ヘモグロビンに対する応答のみを検出することができ、静脈用脈波センサ部は還元ヘモグロビンに対する応答のみを検出することができる。酸化ヘモグロビンは動脈に支配的に存在し、還元ヘモグロビンは静脈に支配的に存在するので、酸化ヘモグロビンに対する応答には脈拍効果と体動効果との合成効果が検出され、還元ヘモグロビンに対する応答には体動効果のみが検出される。キャンセル手段によって、動脈信号から静脈信号を減算処理することによって脈拍効果のみを検出でき、体動

効果を除去することができる。

【0016】また、体動センサとして加速度センサを用いる必要がないので、簡易な構成で廉価に装置を構成することができる。

【0017】ここで、還元ヘモグロビンに対する応答強度または酸化ヘモグロビンに対する応答強度とは、還元ヘモグロビンまたは酸化ヘモグロビンに例えば光を照射し生成される散乱光の検出強度や透過光の検出強度をいかに強く検出できるかの度合いをいう。

【0018】

【発明の実施の形態】図1の本発明の脈拍計の一実施形態について説明する。脈拍計は装置本体1と、センサ部3と、装置本体1とセンサ部3とを接続する導線5とを有する。センサ部3は、クリップ状に形成され耳たぶ7に挟んで使用される。装置本体1の表面部には、時計合わせや表示モードの切り替えや電源投入等のためのスイッチ部8と計測結果等の表示をする表示部9とが設けられている。なお、図1に示す例は、一例であり、これ以外の他の構成でもよく、例えば、センサ部3を指に装着し装置本体1を手首に装着するようなタイプでもよく、また、センサ部3を血圧計のようなガフで腕に巻くようなタイプでもよい。

【0019】図2はセンサ部3による検出原理を説明する図である。センサ部3は互いに隣接して配設された動脈用脈波センサ部11と静脈用脈波センサ部15とから構成されている。動脈用脈波センサ部11は、LEDまたはレーザダイオードからなる動脈発光部12と、フォトランジスタやフォトダイオード等からなる動脈受光部13から構成されている。静脈用脈波センサ部15は、LEDまたはレーザダイオードからなる静脈発光部16と、フォトランジスタやフォトダイオード等からなる静脈受光部17とから構成されている。動脈受光部13は動脈発光部12の近傍に配置されており、静脈受光部17は静脈発光部16の近傍に配置されている。動脈発光部12または脈発光部16から出射した各々の光線は血中のヘモグロビンによって散乱され、出射光と同じ波長の散乱光が生成される。そして、動脈受光部13または静脈受光部17によってヘモグロビンによる散乱光の変化分が検出される。この散乱光の変化分は、脈拍に伴い生じるヘモグロビンの変化量に起因するので、これから脈拍数を求めることができる。

【0020】血中のヘモグロビンとしては、動脈21中には酸化ヘモグロビン(HbO₂)が大部分を占め、静脈23中には還元ヘモグロビン(Hb)が大部分を占めることが知られている。また、脈拍に伴う血中のヘモグロビンの量の時間変化は動脈21中においてのみ生じ、静脈23中においてはヘモグロビンの量の時間変化は生じない。従って、動脈21中におけるヘモグロビンの量の時間変化を検出することによって脈拍効果と体動効果との合成効果を検出し、静脈23中におけるヘモグロビンの

量の時間変化を検出することによって体動効果のみを検出することが可能になる。

【0021】図3はヘモグロビン吸光係数と波長の関係を示す図であり、図3に示すように、波長領域600～750nmにおいては、還元ヘモグロビン(Hb)の方が酸化ヘモグロビン(HbO₂)に比べてより大きい吸光係数を有し、波長領域800～1000nmにおいては、還元ヘモグロビン(Hb)の方が酸化ヘモグロビン(HbO₂)に比べてより小さい吸光係数を有することが知られている。図3では吸光係数について示されているが、散乱強度の波長特性も吸光係数の波長特性とほぼ同様の傾向を示す。

【0022】動脈用脈波センサ部11の動脈発光部12及び動脈受光部13の波長特性は、酸化ヘモグロビン22のみに対し強い応答強度を有し還元ヘモグロビン24に対し弱い応答強度を有するように設定されており、このために、動脈発光部12は波長領域820～1000nmにおいて強い発光特性を有し動脈受光部13は波長領域820～1000nmにおいて強い受光特性を有する。また、静脈用脈波センサ部15の静脈発光部16及び動脈受光部17の波長特性は、還元ヘモグロビン24のみに対し強い応答強度を有し酸化ヘモグロビン22に対し弱い応答強度を有するように設定されており、このために、静脈発光部16は波長領域600～750nmにおいて強い発光特性を有し静脈受光部17は波長領域600～750nmにおいて強い受光特性を有する。

【0023】動脈受光部13は静脈受光部17が受けるべき散乱光に対しては低感度であり、また、静脈受光部17は動脈受光部13が受けるべき散乱光に対しては低感度であるので、動脈受光部11と静脈受光部15とを近接配置することができ、従って、動脈用波長センサ部11と静脈用脈波センサ部15とを一体化したコンパクトな構造とすることができる。なお、動脈用脈波センサ部11と静脈用脈波センサ部15とは一体型せずに分離して構成するものであってもよい。

【0024】次に、図4に、脈拍計のブロック図に示す。装置本体1内には、動脈用脈波センサ部11の動脈受光部13及び静脈用脈波センサ部15の静脈受光部17からのアナログ信号を増幅する増幅回路31、32と、増幅されたアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換回路33、34と、A/D変換回路33、34によるデータを演算処理するCPU35と、CPU35における演算に必要な所定のデータを記憶するRAM36が設けられている。CPU35は、動脈用脈波センサ部11における脈拍信号と体動信号とが合成された組合せ信号成分から静脈用脈波センサ部15における体動信号を減算するためのキャンセル手段37と、動脈用脈波センサ部11と静脈用脈波センサ部15との間の検出時間差を補正するための時間補正手段38を有する。

【0025】次に、脈拍計の作用について説明する。図

1に示すように、センサ部3を耳たぶ7に挟み込み装着する。装置本体1は、身体に装着した鞆の中に保持したりテーブル等に設置する等、脈拍計の使用状態に合わせて設置すればよい。従来技術に述べたように体動センサとして加速度センサを用いた場合には、装置本体は必ず身体に装着されなければならない、というように使用態様が限定されるのに対し、本発明では使用態様を広くできる利点を有する。

【0026】スイッチ部8により電源投入し条件等を設定し計測を開始すると、図2に示すように、動脈発光部12と静脈発光部16からのそれぞれの波長の光線が耳たぶ7に照射され、動脈発光部12からの光線は動脈21以外での光の散乱が少なく、散乱光量の大半は動脈21の血液中の酸化ヘモグロビン22によって散乱されたものである。また、静脈発光部16からの光線は静脈23以外での光の散乱が少なく、散乱光量の大半は静脈23の血液中の還元ヘモグロビン24によって散乱されたものである。

【0027】酸化ヘモグロビン22によって散乱された散乱光は、動脈発光部12とほぼ同じ波長特性を有する動脈受光部13で受光され、還元ヘモグロビン24によって散乱された散乱光は、静脈発光部16とほぼ同じ波長特性を有する静脈受光部17で受光される。

【0028】このときの受光量の変化が血液量の変化に対応する。血液量が多いときには、散乱光が弱くなり、血液量が少なくなると散乱光が強くなるので、散乱光の強度変化を検出すれば、それぞれの脈の変化を計測することができる。なお、散乱光の強度は吸光の大きさと関係して変化する。

【0029】動脈21には心臓の拍動による脈波成分と体動によるノイズ成分が血液量の変化となり現れる。静脈23は拍動していないので、体動によるノイズ成分のみが血液量の変化となり現れる。

【0030】光量の大きい動脈発光部12と静脈発光部16とを用いることによって、耳たぶ7や指や額等の末梢血管以外の場所にある深部の動脈や静脈の変化をも捉えることが可能であるので、センサ部3を手首腕等に装着することも可能である。

【0031】図4に示すように、動脈用脈波センサ部11で検出された信号は増幅回路31で増幅され、A/D変換回路33でデジタル変換され、CPU35へ出力される。

【0032】図5は、動脈用脈波センサ部11と静脈用脈波センサ部15との間の検出時間差が無い場合において、動脈21に発生するノイズを静脈23に発生する信号でキャンセル処理する一例を示す。

【0033】図5(a)に示すように、心臓の拍動による脈波成分Yと体動によるノイズ成分Xが混在したデータがCPU35に取り込まれる。

【0034】一方、静脈用脈波センサ部15で検出され

た信号も増幅回路32で増幅され、A/D変換回路34でデジタル変換され、CPU35に出力され、図5

(b)に示すように、体動によるノイズ成分XのみがCPU35に取り込まれる。

【0035】CPU35はキャンセル手段37において動脈用脈拍センサ部11で検出された信号から静脈用脈拍センサ部15で検出された信号を減算しキャンセル処理をする。体動によるノイズ成分Xは、動脈21と静脈23とにおいて同時に発生するために、動脈用脈拍センサ部11で検出された信号の成分X及びYのうち、静脈用脈拍センサ部15で検出されたノイズ成分Xの信号と同じ時間に発生している信号が動脈21に発生したノイズ成分Xである。したがって、図5(a)に示す脈波成分Yと体動ノイズ成分Xが混在したデータから図5

(b)に示す体動によるノイズ成分Xをキャンセル処理をすれば、図5(c)に示すように、脈波成分Yだけを抽出することができる。

【0036】そして、CPU35は脈波成分Yだけを抽出したデータに基づいて、脈拍数に演算して、表示部9に結果を表示する。

【0037】一方、センサ部3が動脈用脈拍センサ部11と静脈用脈拍センサ部15とが分離して構成されている場合には、動脈用脈波センサ部11と静脈用脈波センサ部15との間の検出時間差が生じ得る。

【0038】この場合には、図6(a)、(b)に示すように動脈21に発生するノイズ成分Xと静脈23に発生する体動によるノイズ成分Xとの間でt時間分のずれが生じるので、図6(a)に示す脈波成分Yと体動ノイズ成分Xが混在したデータから図6(b)に示す体動によるノイズ成分Xを単純にキャンセル処理することは適当でない。

【0039】そこで、例えば、耳たぶと手の指、手首の足首等のように、動脈用脈拍センサ部11と静脈用脈拍センサ部15との間の検出タイミングのずれを、予め検出部位ごとに時間のずれのデータをRAM36に記憶しておき、その時間のずれ分の信号データを時間補正手段38によって補正した後にキャンセル手段37によりキャンセル処理する。例えば、動脈用脈拍センサ部11を左の耳たぶに装着し、静脈用脈拍センサ部15を右の耳たぶに装着して計測する場合、予め左の耳たぶと右の耳たぶの検出時間の時間差tを求めておき、静脈用脈拍センサ部11で求めた検出データに対し時間差tに相当する時間を補正し、この補正したデータを動脈用脈拍センサ部11の信号から減算してキャンセル処理をする。この結果、図6(c)に示すように、脈波成分Yだけを抽出することができる。

【0040】次に、本発明のさらに他の実施形態について説明する。

【0041】図7において、タングステンランプ等の白色光源50の両側に動脈用波長センサ部11と静脈用脈

波センサ部15とが配設されている。白色光源50の発光成分は、酸化ヘモグロビン22に強い散乱強度を有する820～1000nmの波長成分と還元ヘモグロビン24に強い散乱強度を有する波長成分600～750nmとを含む。動脈用波長センサ部11は、820～1000nmの波長成分のみを透過可能な光学フィルタ51と光学フィルタ51の背後に820～1000nmの波長成分に対し強い受光特性を有する受光素子53を有する。静脈用波長センサ部15は、600～750nmの波長成分のみを透過可能な光学フィルタ52と光学フィルタ52の背後に600～750nmの波長成分に対し強い受光特性を有する受光素子54を有する。

【0042】白色光源50から照射された光は酸化ヘモグロビン22及び還元ヘモグロビン24に照射され、生成された散乱光のうち820～1000nmの波長成分は光学フィルタ51によって選択され受光素子53によって検出され、600～750nmの波長成分は光学フィルタ52によって選択され受光素子54によって検出される。これによって、酸化ヘモグロビン22を介して動脈用波長センサ部11によって脈波成分Yと体動ノイズ成分Xとを検出でき、還元ヘモグロビン24を介して静脈用脈波センサ部15によって体動ノイズ成分Xを検出できる。

【0043】なお、上述の説明において、脈拍計として散乱光を検出するタイプについて説明したが、透過光を検出するタイプであってもよい。

【0044】また、以上の説明において、還元ヘモグロビン24に対する応答強度または酸化ヘモグロビン22に対する応答強度とは、還元ヘモグロビン24または酸化ヘモグロビン22に例えば光を照射し生成される散乱光や透過光の検出強度をいかに強く検出できるかの度合いをいう。

【0045】また、還元ヘモグロビン24に対する応答強度または酸化ヘモグロビン22に対する応答強度とは、還元ヘモグロビン24または酸化ヘモグロビン22に、光に限らず他のもの例えば電氣的刺激等を与えた場合の応答強度であってもよい。

【0046】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の構成によれば、動脈用脈波センサ部によって拍効果と体動効果との合成効果が検出でき、静脈用脈波センサ部によって体動効果のみを検出できるので、動脈信号から静脈信号を減算処理することによって簡易の構成で高精度に脈拍効果のみを検出することができる。

【0047】また、体動効果を除去するための体動センサとして加速度センサを用いる必要がないので、簡易な構成で廉価に装置を構成することができる。

【0048】また、時間補正手段を備えているので、動脈用脈波センサ部と静脈用脈波センサ部との間で各々が装着される部位の相違に基づき生じる応答時間の時間ず

れが生じる場合であっても、脈拍効果のみを検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る脈拍計の概略構成を示す図。

【図2】本発明に係る脈拍計の一実施形態の検出原理を示す図。

【図3】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンに対する吸光係数の波長特性を示す図。

【図4】本発明に係る脈拍計の一実施形態のブロック図。

【図5】動脈から検出される信号と静脈から検出される信号との間で時間ずれがない場合において、動脈から検出される信号 (a) と、静脈から検出される信号 (b) と、(a) に示す信号から (b) に示す信号を減算処理した信号 (c) を示す図。

【図6】動脈から検出される信号と静脈から検出される信号との間で時間ずれがある場合において、動脈から検出される信号 (a) と、静脈から検出される信号 (b) と、(a) に示す信号から (b) に示す信号を減算処理した信号 (c) を示す図。

【図7】本発明に係る脈拍計の他の実施形態を示す図。

【図8】従来の脈拍計を示すブロック図。

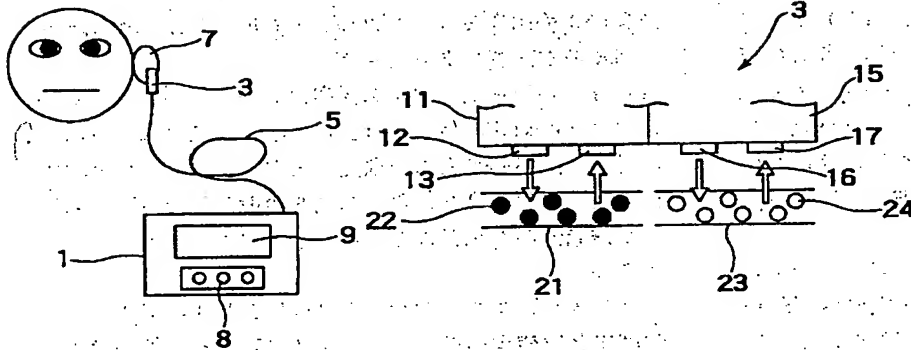
【図9】図8に対応し、周波数分析手段で得た脈波スペクトル (a) と、周波数分析手段で得た体動の脈波スペクトル (b) と、脈波スペクトルから脈波スペクトルを減算処理したスペクトル (c) を示す図。

【符号の説明】

- 1 装置本体
- 3 センサ部
- 11 動脈用脈波センサ部
- 12 動脈発光部
- 13 動脈受光部
- 15 静脈用脈波センサ部
- 16 静脈発光部
- 17 静脈受光部
- 21 動脈
- 22 酸化ヘモグロビン
- 23 静脈
- 24 還元ヘモグロビン
- 37 キャンセル手段
- 38 時間補正手段

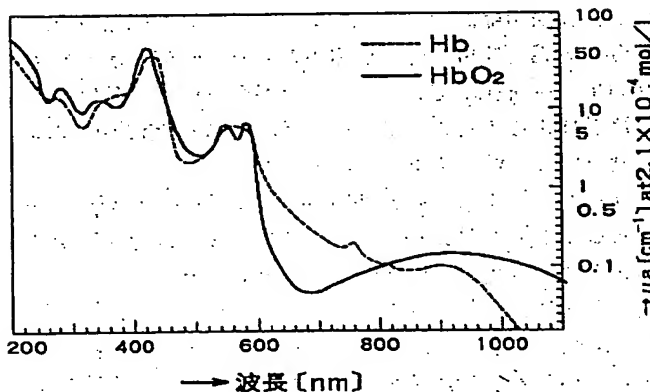
【図1】

【図2】

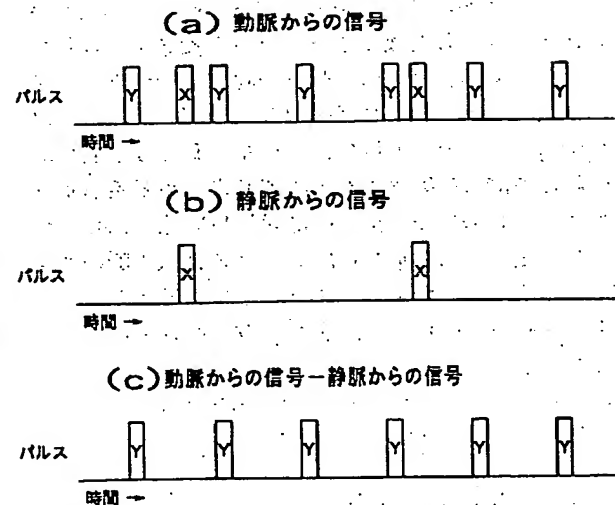


【図3】

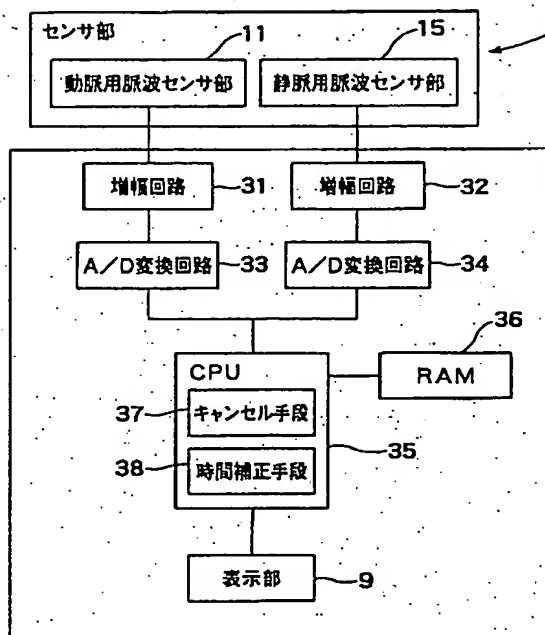
ヘモグロビンの吸光係数と波長の関係図



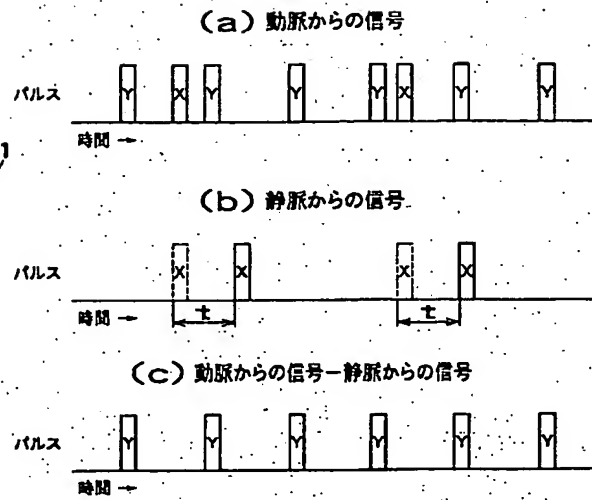
【図5】



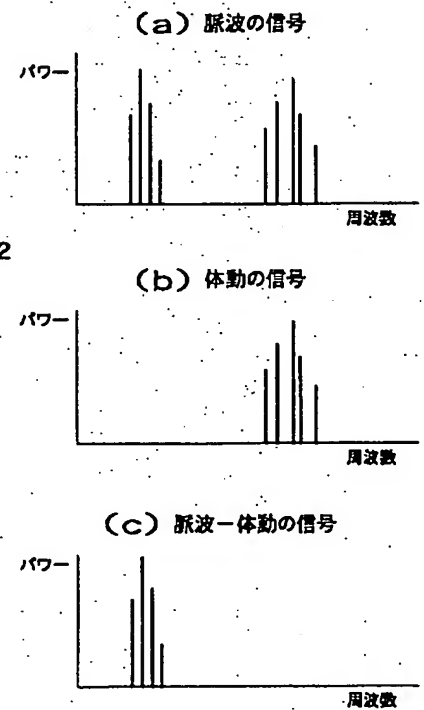
【図4】



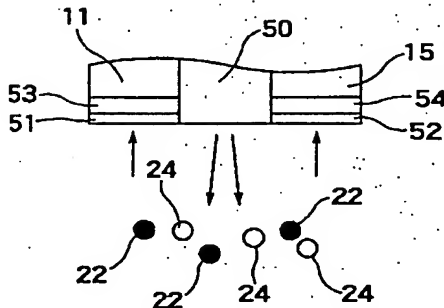
【図6】



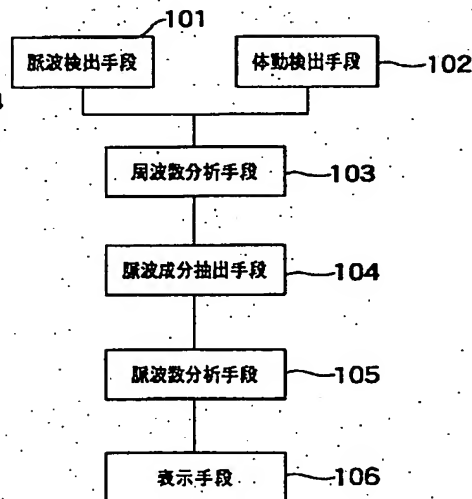
【図9】



【図7】



【図8】



THIS PAGE BLANK (USPTO)